

2002-204785

(43)Date of publication of application : 23.07.2002

A61B 3/10
A61B 3/11
A61F 9/007

(71)Applicant : TOPCON CORP

(72)Inventor : MIHASHI TOSHIBUMI
HIROHARA YOKO
MAEDA NAOYUKI

(54) OCULAR CHARACTERISTIC MEASURING SYSTEM

(57)Abstract:

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]



(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-204785

(P2002-204785A)

(43)公開日 平成14年7月23日(2002.7.23)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマコード*(参考)

A 6 1 B 3/10

A 6 1 B 3/10

Z

3/11

W

A 6 1 F 9/007

R

A

H

審査請求 未請求 請求項の数17 O L (全 18 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000-318534(P2000-318534)

(22)出願日 平成12年10月18日(2000. 10. 18)

(71)出願人 000220343

株式会社トプコン

東京都板橋区蓮沼町75番1号

(72)発明者 三橋 俊文

東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内

(72)発明者 広原 陽子

東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内

(72)発明者 前田 直之

大阪府吹田市山田丘2-2 大阪大学医学
部眼科内

(74)代理人 100107010

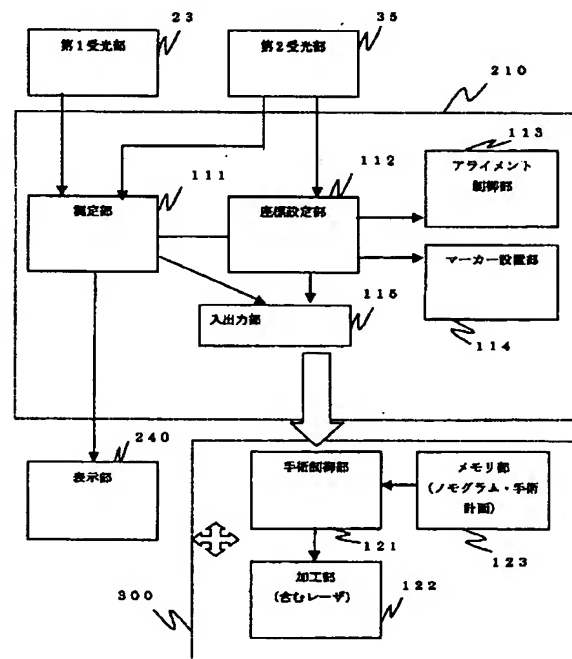
弁理士 橋爪 健

(54)【発明の名称】 眼特性測定装置

(57)【要約】

【課題】 眼特性の測定装置、手術装置、眼の各々の座標原点及び座標軸の関係付けを十分に達成する。

【解決手段】 測定部111は、特に、第1受光部23からの第1受光信号に基づき、眼光学特性測定を行い、第2受光部35からの第2受光信号に基づき、角膜トポグラフィー測定を行う。また、測定部111は、収差結果に基づいてアブレーション量を演算し、その演算結果を入出力部115を介して手術装置に出力する。座標設定部112は、被検眼前眼部の特徴信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定する。また、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行う。なお、特徴部分は、瞳孔位置、瞳孔中心、角膜中心、虹彩位置、虹彩の模様、瞳孔の形状、リンバス形状の少なくとも一つを含むものである。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1波長の第1光束を発する第1光源部を有し、被検眼の眼底を該第1光源部からの第1光束で照明するための第1照明光学系と、受光光束から第1受光信号を形成する第1受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を該第1受光部に導く第1受光光学系と、受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼前眼部の特徴部分に関する情報を含む第2光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置。

【請求項2】 被検眼前眼部の特徴部分を検出するためのパターンを照明するための第2照明光学系と、受光光束から第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼から反射して戻ってくる光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第2受光部からの第2受光信号に基づき、被検眼の角膜形状を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置。

【請求項3】 上記座標設定部は、被検眼前眼部の特徴信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定することを特徴とする請求項1又は2に記載の眼特性測定装置。

【請求項4】 上記座標設定部は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしたことを特徴とする請求項3に記載の眼特性測定装置。

【請求項5】 上記特徴信号は、瞳位置、瞳中心、角膜中心、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状の少なくとも一つを含むものであることを特徴とする請求項3又は4に記載の眼特性測定装置。

【請求項6】 上記測定部は、収差結果に基づいてアブレーション量を演算し、その演算結果を手術装置に出力することを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項7】 上記座標設定部により設定された座標系に基づき被検眼前眼部にこの座標系に関連づけられたマー

カーを形成するマーカー形成部をさらに設けたことを特徴とする請求項5乃至6のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項8】 第1受光光学系又は第2受光光学系を搭載したアライメント部をさらに備え、上記アライメント部は、上記第2受光部により得られた第2受光信号に基づき、被検眼の動きに応じて移動可能に構成したことを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載の眼特性測定装置。

- 10 【請求項9】 第1波長の第1光束を発する第1光源部を有し、被検眼の眼底を該第1光源部からの第1光束で照明するための第1照明光学系と、受光光束から第1受光信号を形成する第1受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を該第1受光部に導く第1受光光学系と、受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼前眼部に形成されたマーカーに関する情報を含む第2光束を第2受光部に導く第2受光光学系と、
- 20 第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカーについてのマーカー信号及び被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置。

- 30 【請求項10】 被検眼前眼部の特徴部分を検出するためのパターンを有し、マークが設けられた被検眼に照明するための第2照明光学系と、受光光束から第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼から反射して戻ってくる光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第2受光部からの第2受光信号に基づき、被検眼の角膜形状を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカーのマーカー信号及び被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、
- 40 上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置。

【請求項11】 上記座標設定部は、マーカー信号を含む上記第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定することを特徴とする請求項9又は10に記載の眼特性測定装置。

- 50 【請求項12】 上記特徴信号は、瞳位置、瞳中心、角膜中心、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状の少なくとも一つを含むものであることを特徴とする請求項9乃至11のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項13】上記座標設定部は、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて、座標原点を求め、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うように構成したことを特徴とする請求項9乃至12のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項14】上記座標設定部は、第2受光信号中の前眼部についての特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき座標原点を求め、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うように構成したことを特徴とする請求項9乃至12のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項15】上記座標設定部は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うように構成したことを特徴とする請求項9乃至12のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項16】上記測定部は、収差結果に基づいてアブレーション量を演算し、その演算結果を手術装置に出力することを特徴とする請求項9乃至15のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【請求項17】第1受光光学系又は第2受光光学系を搭載したアライメント部をさらに備え、上記アライメント部は、上記第2受光部により得られた第2受光信号に基づき、被検眼の動きに応じて移動可能に構成したことを特徴とする請求項9乃至16のいずれかに記載の眼特性測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、眼特性測定装置に係り、特に、眼の光学特性を測定し、これを被検眼の所定の座標系に関連づけたり、それを表示する等を行う眼特性測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医学用に用いられる光学機器は、極めて多種多様な広がりを見せている。この光学機器は、特に、眼科では、眼の屈折、調節等の眼機能、眼球内部の検査を行う光学特性測定装置として普及している。また、これらの各種検査の測定結果は、例えば、検査対象となる患者の被測定眼がどのような測定条件下に置かれていたかが重要となる。例えば、眼の瞳孔は、明るい所では小さく、暗い所では大きくなるため、測定条件として、照度も考慮する必要があり、さらに、被測定眼の測定範囲も重要である。

【0003】また、眼に含まれる網膜、角膜、それ以外の部位の形状は、患者によってそれぞれ特有なものである場合が多く、眼科医等が患者の被測定眼に対する診断等を迅速に行うためには、被測定眼の各部位に関する各種データを、まとめて、又は、所望のデータを選択して

表示することが望ましい。これにより、眼科医等は、各種診断（所見）を患者に対してわかり易く説明することもできる。

【0004】また、一般に、角膜トポグラフィーは、角膜切開術・角膜切削術等の手術の結果予測、角膜移植後の臨床、近視・遠視用のコンタクトレンズの設計及び評価、角膜の診断・病気判定等、多数の用途に有効である。従来の角膜形状の測定方法としては、例えば、ブラインド円板技術、立体写真技術、モアレ技術、トポグラフィー干渉技術等がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の眼特性測定装置は、測定装置自体の座標、例えば受光部の中心を座標原点とするような処理がなされていた。そのため、このような座標系によると、測定データと眼との関係付けが十分にとられていない場合があり、必ずしも適切とはいえない。

【0006】本発明は、以上の点に鑑み、眼特性の測定装置、手術装置、眼の各々の座標原点及び座標軸の関係付けを十分に達成することができる眼特性測定装置を提供することを目的とする。また、本発明は、眼の回転・移動に対しても、座標軸との関係付けを行うことを目的とする。さらに、本発明は、眼の動きに応じて対処可能とすることを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の第1の解決手段によると、第1波長の第1光束を発する第1光源部を有し、被検眼の眼底を該第1光源部からの第1光束で照明するための第1照明光学系と、受光光束から第1受光信号を形成する第1受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を該第1受光部に導く第1受光光学系と、受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼前眼部の特徴部分に関する情報を含む第2光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置を提供する。

【0008】本発明の第2の解決手段によると、被検眼前眼部の特徴部分を検出するためのパターンを照明するための第2照明光学系と、受光光束から第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼から反射して戻ってくる光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第2受光部からの第2受光信号に基づき、被検眼の角膜形状を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部によ

り求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置を提供する。

【0009】本発明の第3の解決手段によると、第1波長の第1光束を発する第1光源部を有し、被検眼の眼底を該第1光源部からの第1光束で照明するための第1照明光学系と、受光光束から第1受光信号を形成する第1受光部を有し、被検眼眼底から反射して戻ってくる光束を該第1受光部に導く第1受光光学系と、受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼前眼部に形成されたマーカに関する情報を含む第2光束を第2受光部に導く第2受光光学系と、第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカについてのマーカ信号及び被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置を提供する。

【0010】本発明の第4の解決手段によると、被検眼前眼部の特徴部分を検出するためのパターンを有し、マークが設けられた被検眼に照明するための第2照明光学系と、受光光束から第2受光信号を形成する第2受光部を有し、被検眼から反射して戻ってくる光束を該第2受光部に導く第2受光光学系と、第2受光部からの第2受光信号に基づき、被検眼の角膜形状を含む光学特性を求める測定部と、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカのマーカ信号及び被検眼前眼部の特徴部分の像に対応する特徴信号に基づき座標系を形成する座標設定部と、上記測定部により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う表示部とを備えた眼特性測定装置を提供する。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳細に説明する。

1. 眼光学特性測定の原理説明

図1は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略光学系100を示す図である。眼光学特性測定装置の光学系100は、例えば、対象物である被測定眼60の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80とを備える。なお、被測定眼60については、図中、網膜61、角膜62が示されている。

【0012】第1照明光学系10は、例えば、第1波長の光束を発するための第1光源部11と、集光レンズ12とを備え、第1光源部11からの光束で被測定眼60の網膜(眼底)61上の微小な領域を、その照明条件を

適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部11から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長(例えば、780nm)である。

【0013】また、第1光源部11は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部11は、例えば、スーパーluminescenceダイオード(SLD)であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部11は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが大いレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることによって、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することによって、利用することができる。

【0014】第1受光光学系20は、例えば、コリメートレンズ21と、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる光束(第1光束)の一部を、少なくとも、17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板22と、このハルトマン板22で変換された複数のビームを受光するための第1受光部23とを備え、第1光束を第1受光部23に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部23は、リードアウトノイズの少ないCCDが採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の1000*1000素子の冷却CCD等、適宜のタイプのものを適用することができる。

【0015】第2照明光学系70は、第2光源72と、ブラチドリリング71を備える。なお、第2光源72を省略することもできる。図2に、ブラチドリリングの構成図の一例を示す。ブラチドリリング(PLACIDO'S DISC)71は、図示のように、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影するためのものである。なお、複数の同心輪帯からなるパターンの指標は、所定のパターンの指標の一例であり、他の適宜のパターンを用いることができる。そして、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影することができる。

【0016】第2送光光学系80は、例えば、後述するアライメント調整及び座標原点、座標軸の測定・調整を主に行うものであって、第2波長の光束を発するための第2光源部31と、集光レンズ32と、ビームスプリッター33を備える。第2受光光学系30は、集光レンズ34、第2受光部35を備える。第2受光光学系30は、第2照明光学系70から照明されたブラチドリリング71のパターンが、被測定眼60の前眼部又は角膜62から反射して戻ってくる光束(第2光束)を、第2受光部35に導く。また、第2光源部31から発せられ被測

定眼60の角膜62から反射し、戻ってくる光束を第2受光部35に導くこともできる。なお、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長（ここでは、780nm）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、940nm）。

【0017】共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1及び第2照明光学系10及び70、第1及び第2受光光学系20及び30、第2送光光学系80等に共通に含まれ得るものであり、例えば、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。また、ビームスプリッター43は、第2光源部31の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第1光束を、透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。このビームスプリッター43、45によって、第1及び第2光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0018】調整用光学系50は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第3光源部51と、第4光源部55と、集光レンズ52、53と、第3受光部54を備え、主に作動距離調整を行うものである。つぎに、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、第2受光光学系30及び第2送光光学系80により実施される。

【0019】まず、第2光源部31からの光束は、集光レンズ32、ビームスプリッター33、43、アフォーカルレンズ42を介して、対象物である被測定眼60を略平行な光束で照明する。被測定眼60の角膜62で反射した反射光束は、あたかも角膜62の曲率半径の1/2の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ42、ビームスプリッター43、33及び集光レンズ34を介して、第2受光部35にスポット像として受光される。

【0020】ここで、この第2受光部35上のスポット像を光軸上から外れている場合、眼光学特性測定装置本体を、上下左右に移動調整し、スポット像が光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼60の角膜62を第3光源部51により照明し、この照明により得られた被測定眼60の像が第2受光部35上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【0021】つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系50により実施される。まず、作動距離調整は、例えば、第4光源部55

から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼60に向けて照射すると共に、この被測定眼60から反射された光を、集光レンズ52、53を介して第3受光部54で受光することにより行われる。また、被測定眼60が適正な作動距離にある場合、第3受光部54の光軸上に、第4光源部55からのスポット像が形成される。一方、被測定眼60が適正な作動距離から前後に外れた場合、第4光源部55からのスポット像は、第3受光部54の光軸より上又は下に形成される。なお、第3受光部54は、第4光源部55、光軸、第3受光部54を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された1次元CCD、ポジションセンシングデバイス（PSD）等を適用できる。

【0022】つぎに、第1照明光学系10と第1受光光学系20との位置関係を概略的に説明する。第1受光光学系20には、ビームスプリッター45が挿入されており、このビームスプリッター45によって、第1照明光学系10からの光は、被測定眼60に送光されると共に、被測定眼60からの反射光は、透過される。第1受光光学系20に含まれる第1受光部23は、変換部材であるハルトマン板22を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【0023】また、第1光源部11と被測定眼60の網膜61とは、共役な関係を形成している。被測定眼60の網膜61と第1受光部23とは、共役である。また、ハルトマン板22と被測定眼60の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、第1受光光学系20は、被測定眼60の前眼部である角膜62、及び瞳孔と、ハルトマン板22と略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ42の前側焦点は、被測定眼60の前眼部である角膜62及び瞳孔と略一致している。

【0024】また、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1光源部11からの光束が、集光する点で反射されたとして、第1受光部23での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系10と第1受光光学系20は、第1受光部23での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第1光源部11からの光束は、被測定眼60上で集光する。

【0025】また、レンズ12は、光源11の拡散光を平行光に変換する。絞り14は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート21と光学的に共役の位置にある。絞り14は、径がハルトマンプレート21の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。レンズ13は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り14と一致するように配置されている。

【0026】また、光線15は、光線24とビームスプリッター45で共通光路になった後は、近軸的には、光線24と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定の場合は、それぞれの光線の径は違い、光線15のビーム径は、光線24に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線15のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で1mm程度、光線24のビーム径は、7mm程度になることもある（なお、図中、光線15のビームスプリッター45から眼底61までは省略している）。

【0027】つぎに、変換部材であるハルトマン板22について説明する。第1受光光学系20に含まれるハルトマン板22は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板22には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部（被測定眼60）について、被測定眼60の球面成分、3次の非点収差、その他の高次収差までも測定するには、被測定眼60を介した少なくとも17本のビームで測定する必要がある。

【0028】また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレースとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した8レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、98%）を達成している。また、被測定眼60の網膜61からの反射光は、アフォーカルレンズ42、コリメートレンズ21を通過し、ハルトマン板22を介して、第1受光部23上に集光する。したがって、ハルトマン板22は、反射光束を少なくとも、17本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

【0029】図3は、本発明に関する眼光学特性測定装置の概略電気系200を示すブロック図である。眼光学特性測定装置に関する電気系200は、例えば、演算部210と、制御部220と、表示部230と、メモリ240と、第1駆動部250及び第2駆動部260とを備える。演算部210は、第1受光部23から得られる受光信号④、第2受光部35から得られる受光信号⑦、第3受光部54から得られる受光信号⑩を入力すると共に、座標原点、座標軸、座標の移動、回転、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、Strehl比、白色光MTF、ランドルト環パターン等を演算する。また、このような演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部220と、表示部230と、メモリ240とにそれぞれ出力する。なお、演算210の詳細は後述する。

【0030】制御部220は、演算部210からの制御信号に基づいて、第1光源部11の点灯、消灯を制御したり、第1駆動部250及び第2駆動部260を制御するものであり、例えば、演算部210での演算結果に応

じた信号に基づいて、第1光源部11に対して信号①を出力し、ブラチドリリング71に対して信号⑤を出力し、第2光源部31に対して信号⑥を出力し、第3光源部51に対して信号⑧を出力し、第4光源部55に対して信号⑨を出力し、さらに、第1駆動部250及び第2駆動部260に対して信号を出力する。

【0031】第1駆動部250は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1照明光学系10全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第1駆動部250は、第1照明光学系10の移動、調節を行うことができる。第2駆動部260は、例えば、演算部210に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1受光光学系20全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第2駆動部260は、第1受光光学系20の移動、調節を行うことができる。

【0032】図4に、本発明の眼特性測定装置の演算部に関する詳細構成図を示す。演算部210は、測定部111、座標設定部112、アライメント制御部113、マーカー設置部114、入出力部115を備える。第1受光部23は、被検眼眼底から反射して戻ってくる受光光束から第1受光信号を形成し、測定部111に導く。第2受光部35は、被検眼前眼部の特徴部分及び／又は被検眼前眼部に形成されたマーカーに関する情報を含む受光光束から前眼部の情報を含む第2受光信号を形成し、測定部111及び座標設定部112に導く。

【0033】測定部111は、第1受光部からの第1受光信号に基づき、被検眼の屈折力又は角膜形状を含む光学特性を求める。測定部111は、特に、第1受光部23からの第1受光信号に基づき、眼光学特性測定を行う。また、測定部111は、特に、第2受光部35からの第2受光信号に基づき、角膜トポグラフィ測定を行う。また、測定部111は、収差結果の演算、また必要に応じてアブレーション量を演算し、その演算結果を入出力部115を介して手術装置に出力する。

【0034】座標設定部112は、被検眼前眼部の特徴信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定する。また、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行う。なお、特徴部分は、瞳位置、瞳中心、角膜中心、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状の少なくとも一つを含むものである。例えば、座標設定部112は、瞳中心、角膜中心等の座標原点を設定する。座標設定部112は、第2受光信号に含まれる被検眼前眼部の特徴部分の像に

対応する特徴信号に基づき座標系を形成する。また、座標設定部112は、第2受光信号に含まれる被検眼に設けられたマーカーについてのマーカー信号及び被検眼前眼部についての信号に基づき座標系を形成する。座標設定部112は、マーカー信号を含む第2受光信号に基づき、座標原点及び座標軸の向きを決定することができる。座標設定部112は、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて、座標原点を求め、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うことができる。または、座標設定部112は、第2受光信号中の前眼部についての特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき座標原点を求め、第2受光信号中のマーカー信号に基づいて座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしてもよい。または、座標設定部112は、第2受光信号中の被検眼前眼部の特徴信号の少なくともいずれか1つに基づき、座標原点、座標軸の回転や移動を求め、測定データと座標軸の関係付けを行うようにしてもよい。

【0035】第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、第2受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50と、第2照明光学系70と、第2送光光学系80等のいずれかひとつ又は複数又は全ては、適宜光学系100のアライメント部に掲載される。アライメント制御部113は、第2受光部により得られた第2受光信号に基づく座標設定部112の演算結果に従い、被検眼の動きに応じてこのアラインメント部を移動可能とする。マーカー設置部114は、座標設定部112により設定された座標系に基づき被検眼前眼部にこの座標系に関連づけられたマーカーを形成する。入出力部115は、測定部又は座標設定部からの、収差量、座標原点、座標軸、座標軸の回転、移動、アブレーション量等のデータや演算結果を手術装置に出力するためのインタフェースである。表示部240は、測定部111により求められた被検眼の光学特性を、上記座標設定部により形成された座標系との関係で表示を行う。

【0036】手術装置300は、手術制御部121、加工部122、メモリ部123を含む。手術制御部121は、加工部122を制御し、角膜切削等の手術の制御を行う。加工部122は、角膜切削等の手術のためのレーザを含む。手術メモリ部123は、切削に関するデータ、ノモグラム、手術計画等の手術のためのデータが記憶されている。

【0037】つぎに、本発明の関する眼特性測定装置による座標の決定についてのフローチャートを説明する。

(1) 特徴部分に基づき座標を決定する第1方式(単測定)

図5は、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第1の実施の形態のフローチャートである。まず、第2受光部35からの信号は、表示部230のモニタ画面

上に前眼部像として形成される。図6に、前眼部像の説明図を示す。図中「×」は瞳中心、「○」は角膜頂点(中心)、星マークはアライメントマーカーをそれぞれ示す。実際のアライメントマーカーは円形など別の形でも良い。瞳中心は、主に、手術装置の原点として扱われる。角膜中心は、主に、CCD又は機械の中心として扱われる。図示のように、ブラチドリング1の像に加え、第2光源部31からの光が被検眼角膜頂点付近で輝点として現れる。その被検眼前眼部像を観察しながら、眼光学特性測定装置を被検眼に対してXY方向のアライメントを行うこのときZ方向のアライメントも調整用光学系50より行う(S101)。

【0038】つぎに、例えば、輪帯内に現れる第1受光信号と第2受光信号を読み込む(S103)。特徴部分を含む被検眼前眼部の像を示す第2受光信号に含まれる特徴信号を利用して、座標原点及び軸方向を決定し、基準座標系を設定する(S105)。ここで、被検眼前眼部の特徴部分として、例えば、瞳位置、虹彩位置、虹彩の模様、瞳の形状、リンバス形状、被検眼前眼部に形成されたマーカー(マーカーがある場合)等が挙げられる。基準座標系は、手術装置300で用いられる座標原点とすることがより望ましく、例えば、被検眼瞳位置、被検眼の虹彩位置、瞳の形状、リンバス形状、被検眼の虹彩の模様(虹彩紋理)等から、求められる。座標原点としては、瞳中心や角膜中心などが考えられる。座標軸は、マーカーが形成されている場合、例えば、マーカーと瞳中心を通る直線とすることで設定することができる。座標回転・移動は、マーカーが形成されている場合、例えば、マーカーの回転・移動により測定することができる。

【0039】また、マーカー以外にも、瞳虹彩の模様(虹彩紋理)により座標軸及び回転(サイクロトーション)を測定することができる。ここで、図7に、座標軸・回転の測定に関する説明図を示す。まず、図7(a)に示すように、例えば、瞳中心を中心にした輪帯上で反射強度等によりパターンを解析する。すると、図7(b)に示すように、角度に対する反射強度のパターンが作成される。このパターンにより、座標軸を設定することができる。また、この解析されたパターンを周上でマッチングさせ、座標回転を測定することができる。すなわち、眼が回転(サイクロトーション)すると、このような強度のグラフは回転角度だけ横ずれする。その横ずれの量は、各測定値と基準グラフの相関の最も大きい角度で求めることができる。

【0040】図8に、基準座標系の設定のフローチャートを示す。これは、ステップS105の詳細フローチャートであり、瞳中心計算、測定輪帯測定を行う。まず、座標原点を決定するため、瞳中心の計算する(瞳のエッジ全周から簡単に求まる。)(S501)。つぎに、測定輪帯を決定する(例えば、瞳孔径より+0.5mm)。エ

ッジにかかったら、所定長、例えば+0.1 mmづつ増やす(S503)。つぎに、座標軸を決定するため、被検眼の特徴部分に基づき、角度を決定する(S505)。つぎに、円周方向の強度分布を記録する(S507)。つぎに、強度分布のデータをハードディスク(HD)等に保存するとともに、瞳孔径も保存する(S509)。

【0041】つぎに、図5のフローチャートに戻ると、第1受光部23により、変換部材であるハルトマン板22を通過した光束の受光位置データが、当初CCDの座標系(測定座標系)で得られるが、これを、基準座標系で座標値に変換する(S107)。また、第1又は第2受光信号に基づき光学特性が求められる(S109)。ここで、光学特性とは、例えば、収差(角膜、眼内、眼)屈折力、角膜形状などである。すなわち、第1受光信号に基づき、被検眼屈折力が、また、第2受光信号に基づき、角膜形状が求められる。つぎに、測定された光学特性を表示する(S111)。そして、出力データを演算する(S113)。出力データとしては、例えば、基準座標系のデータ、測定データ、被検眼の収差量それ自体、光学特性データ、手術装置で切除するために必要とされるアブレーション量などを演算して求める。つぎに、これらの出力データを表示する(S115)。さらに、必要に応じて、これらの出力データを出力する(S117)。ここで、出力の形態は、例えば、次の態様がある。

【0042】①オフラインな態様で、フロッピー(登録商標)ディスク、CD-ROM等の記録媒体や、信号ライン無線ライン等のインタフェースで出力され、その後手術が別の時期に行われる形態。

②出力データがオンラインで手術装置300に信号ライン等のインタフェースで繋がっており、手術の際に連続的又は切換により被検眼の光学特性を測定するような形態。

以上のように、データ出力の後、測定が未了であれば繰り返し、終了であれば測定終了となる(S121)。

【0043】(2)特徴部分に基づき座標を決定する第1方式(複数回測定)

図9に、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第2の実施の形態のフローチャートを示す。ここでは、第1実施の形態と共通の部分(S101~S115)は、省略する。上述のように、出力データが表示された後(S115)、これら出力データと手術計画に基づきレーザ手術装置300を制御する(S201)。データ出力の後、測定終了であれば測定終了となり、測定が未了であれば次のルーチンに進む(S203)。測定終了でない場合、さらに、第1及び第2受光信号を取り込む(S205)。これらの信号に基づき、測定座標系と基準座標系との差を演算して確認する(S207)。演算結果に応じて、受光データを基準座標系に変換する(S209)。その後ステップS111に移る。

【0044】ここで、図10に、測定座標系と基準座標系との差を確認するためのフローチャートを示す。これは、ステップS207の詳細フローチャートであり、瞳孔中心計算、測定輪帯測定などを相関処理して、合致した座標位置を求めるものである。まず、保存してあった基準グラフデータ $O(\theta)$ と瞳孔径をハードディスク(HD)等のメモリ240から読み込む(S701)。この基準グラフデータ $O(\theta)$ は、例えば、図7で示した輪帯上の強度分布を用いることができる。つぎに、読み取ったデジタルに基づき瞳孔中心を求める(S703)。つぎに、瞳孔径を測り、基準グラフデータ $O(\theta)$ を得たときの瞳孔径と違ったら明るさを調整する(S705)。つぎに、基準グラフデータと同様に、測定されたグラフデータ $F(\theta)$ 、例えば輪帯上の強度分布を測定する(S707)。つぎに、今回の測定されたグラフデータ $F(\theta)$ と基準グラフデータ $O(\theta)$ の相関が最も高くなるような、角度A回転した測定されたグラフデータ $F(\theta-A)$ を求める(S709)。こうして、測定時より眼が角度A廻旋していることがわかる(S711)。

【0045】(3)被検眼に形成されたマーカーを利用して座標系を設定する第2方式

図11に、本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第3の実施の形態のフローチャートである。まず、マーカーを被検眼に設置する(S301)。ここで、第2光源部31からの光が被検眼角膜頂点付近で輝点として現れる。その被検眼前眼部像とマーカーを観察しながら、眼光学特性測定装置を被検眼に対してXY方向のアライメントを行う(S303)。つぎに、輪帯内に現れる第1受光信号と第2受光信号を読み込む(S305)。被検眼前眼部の特徴部分の像を示す第2受光信号に含まれる特徴信号、被検眼に設けられたマーカーを利用して、座標原点及び軸方向を決定し、基準座標系を設定する(S307)。なお、マーカーを複数設置することにより、マーカーのみから座標原点及び軸方向を決定するようにしても良い。また、第1受光信号とマーカーから又は、瞳孔中心・角膜中心とマーカー等からこれらを決定してもよい。

【0046】以下ステップS107~S115、S201~S205は、上述と同様である。その後、測定座標系と基準座標系との差の演算・確認処理(S309)及び受光データを基準座標系に変換する処理(S311)については、上述の通りにある。ただし、基準グラフデータ、測定グラフデータとして上述のような強度分布の他にも、複数マーカーを利用したり、マーカーと瞳孔中心、角膜中心又は第1受光信号等を利用することができる。

【0047】つぎに、図12に、アブレーション量を求めるフローチャートを示す。通常、この処理は、演算部210の演算結果に基づき、手術装置300内の手術制御部121で実行されるものである。その他、眼特性測

定装置100側の演算部210等でこの処理を実行することもでき、その場合、眼特性測定装置100では、手術装置300に関するデータを入力又は記憶する手段をさらに備え、演算されて得られたアブレーション量等は入出力部115を介して手術装置300に伝送することができる。処理フローとしては、まず、収差係数、アライメント位置データを受信する(S601)。つぎに、収差係数から収差量を計算する(S603)。つぎに、収差量からアブレーション量を計算する(S605)。

【0048】

【発明の効果】本発明によると、以上説明した通り、眼特性の測定装置、手術装置、眼の各々の座標原点及び座標軸の関係付けを十分に達成することができる眼特性測定装置を提供することができる。また、本発明によると、眼の回転・移動に対しても、座標軸との関係付けを行うことができる。さらに、本発明によると、眼の動きに応じて対処可能とすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に関する眼光学特性測定装置の概略光学系を示す図。

【図2】本発明に関する眼光学特性測定装置の電気的構成を示す電気系ブロック図。

【図3】本発明に関する眼光学特性測定装置のフローチャート。

【図4】本発明の眼特性測定装置の演算部に関する詳細構成図。

【図5】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第1の実施の形態のフローチャート。

【図6】前眼部像の説明図。

【図7】座標軸・回転の測定に関する説明図。

【図8】基準座標系の設定のフローチャート。

【図9】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第2の実施の形態のフローチャート。

【図10】測定座標系と基準座標系との差を確認するた

めのフローチャート。

【図11】本発明に関する眼光学特性測定装置の動作を示す第3の実施の形態のフローチャート。

【図12】アブレーション量を求めるフローチャート。

【符号の説明】

10 第1照明光学系

11、31、51、55 第1~4光源部

12、32、34、44、52、53 集光レンズ

20 第1受光光学系

10 21 コリメートレンズ

22 ハルトマン板

23、35、54 第1~3受光部

30 第2受光光学系

33、43、45 ビームスプリッター

40 共通光学系

42 アフォーカルレンズ

50 調整用光学系

60 被測定眼

70 第2照明光学系

20 71 ブラチドリング

80 第2送光光学系

100 眼特性測定装置の光学系

111 測定部

112 座標設定部

113 アライメント制御部

114 マーカー設置部

115 入出力部

121 手術制御部

122 加工部

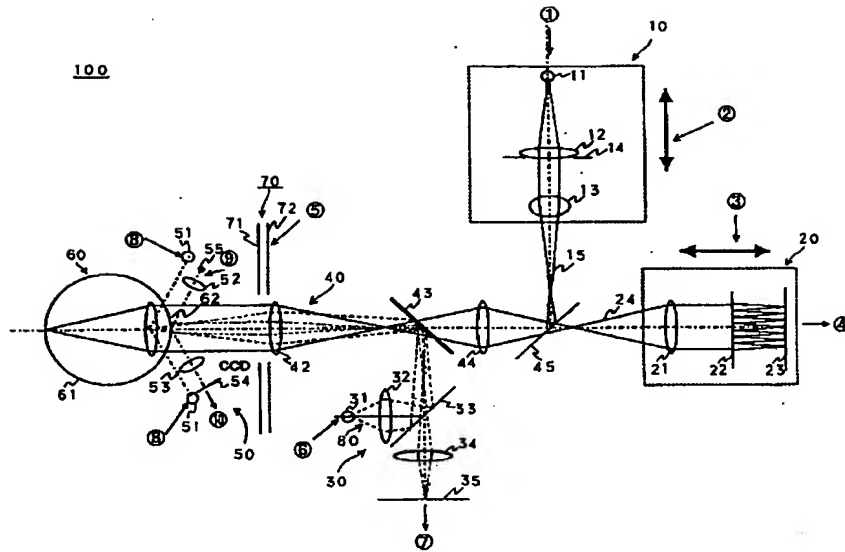
30 123 メモリ部

200 眼特性測定装置の電気系

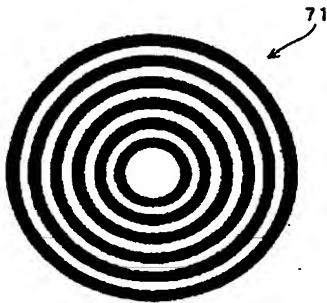
230 表示部

300 手術装置

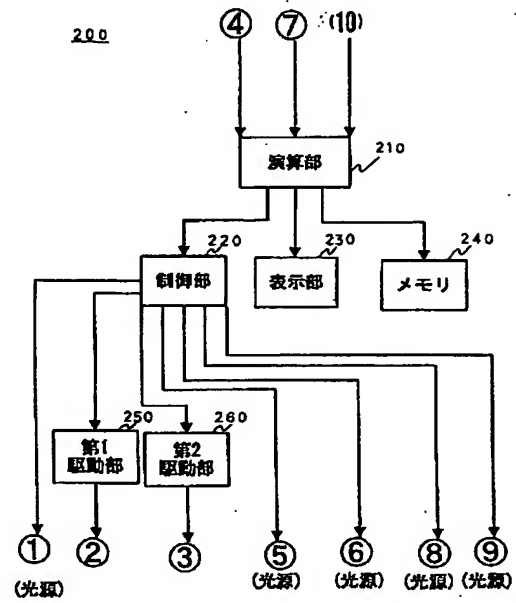
【圖 1】



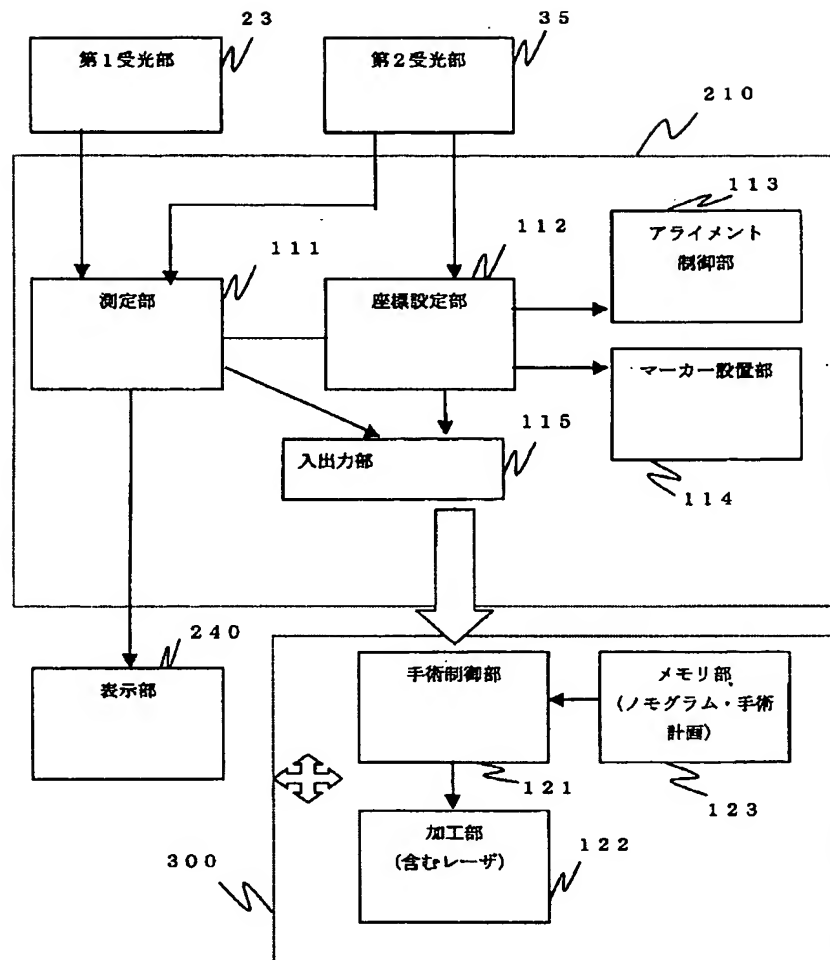
【図2】



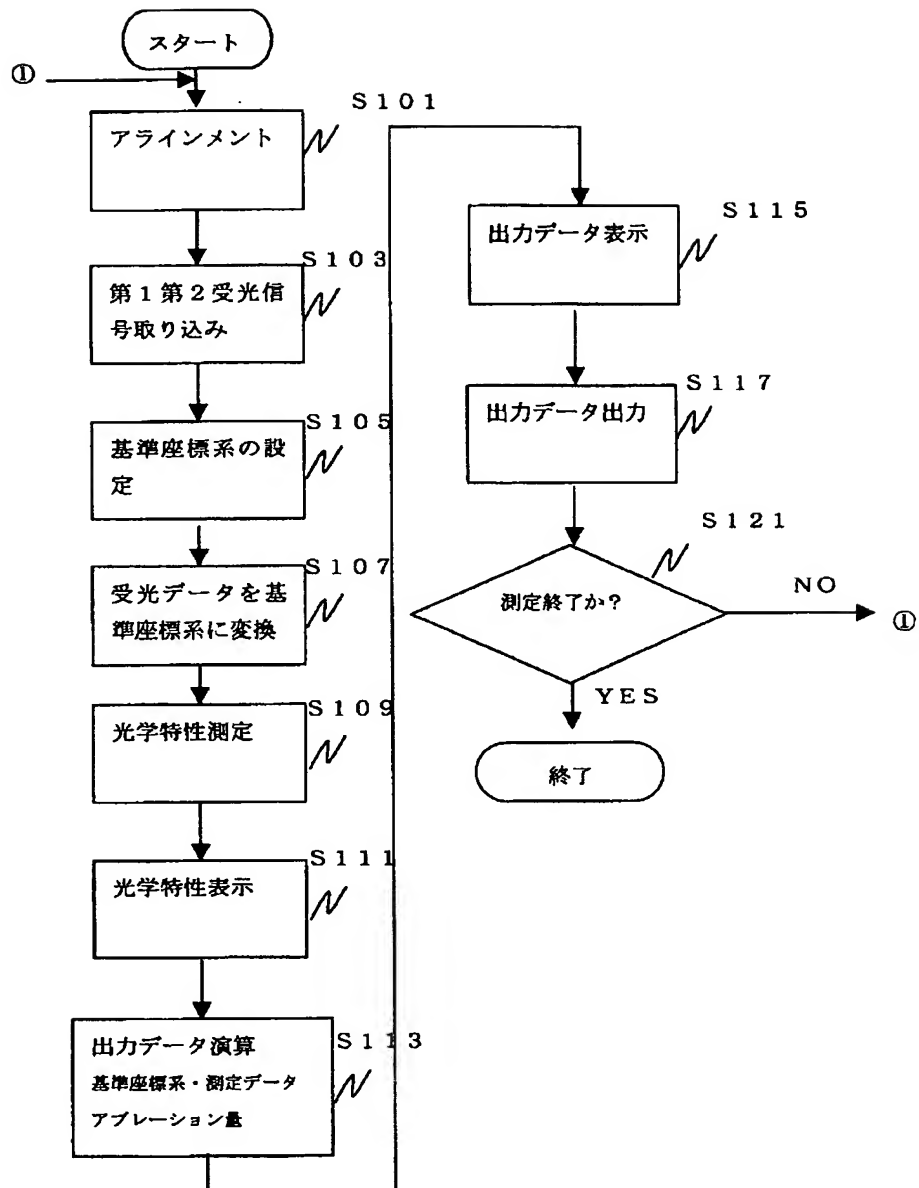
【図3】



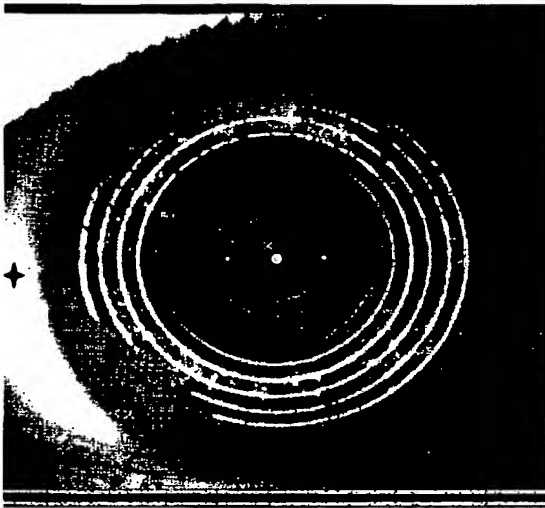
【図4】



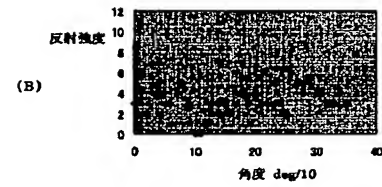
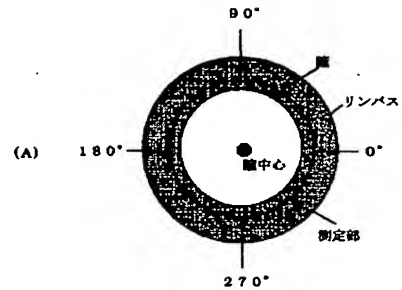
【図5】



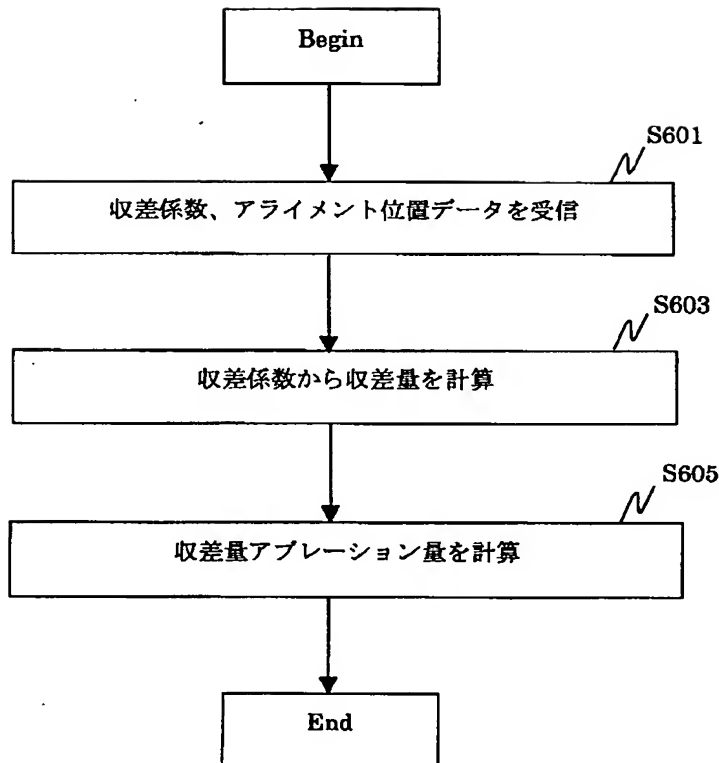
【図6】



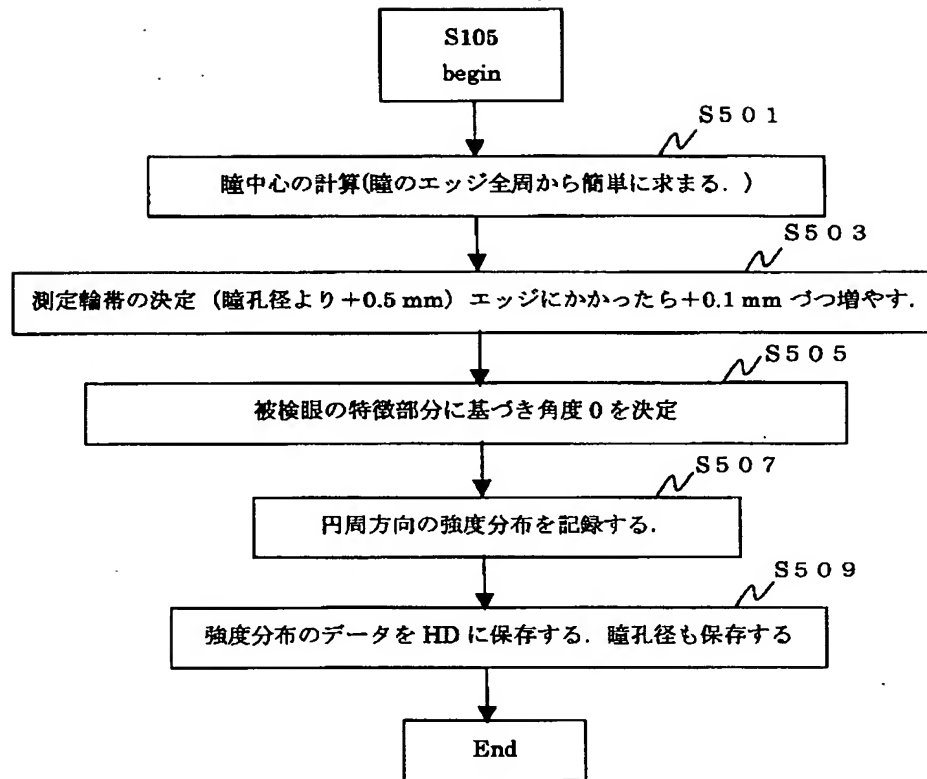
【図7】



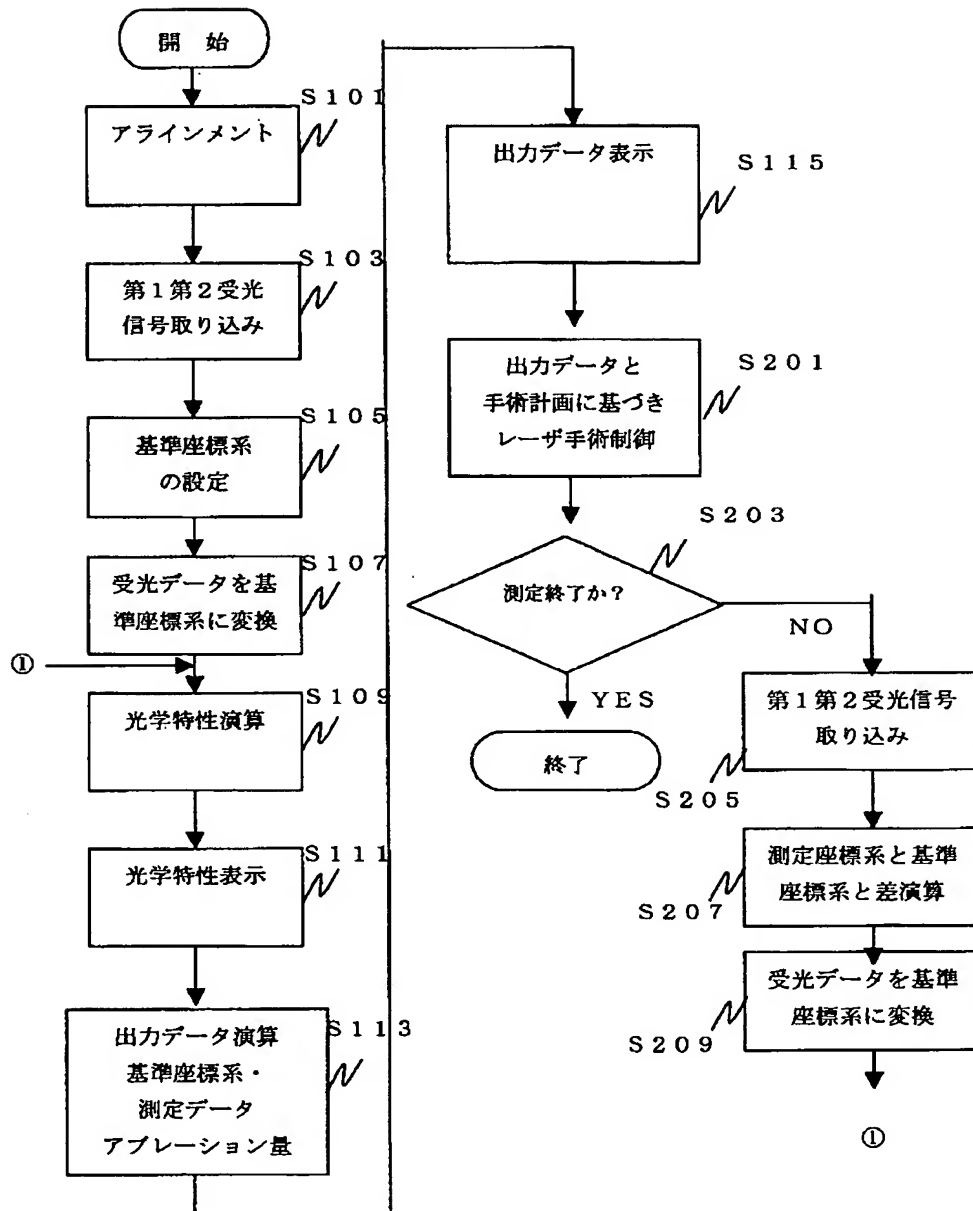
【図12】



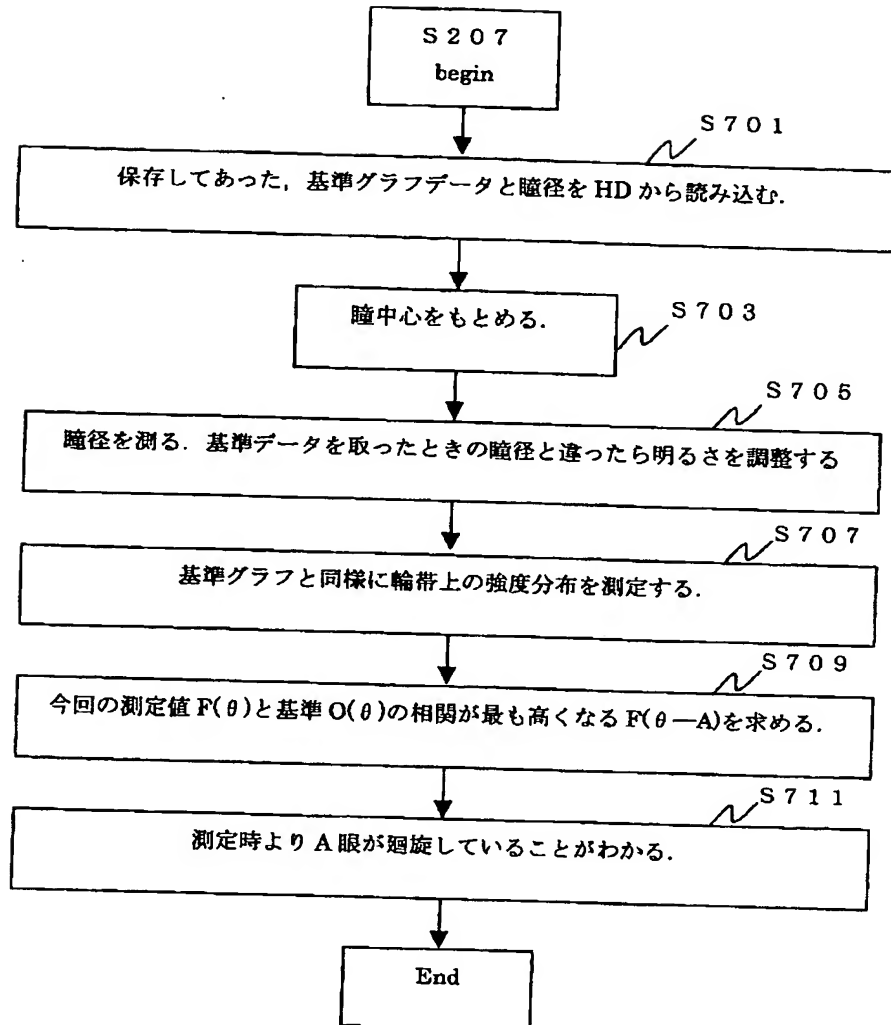
【図8】



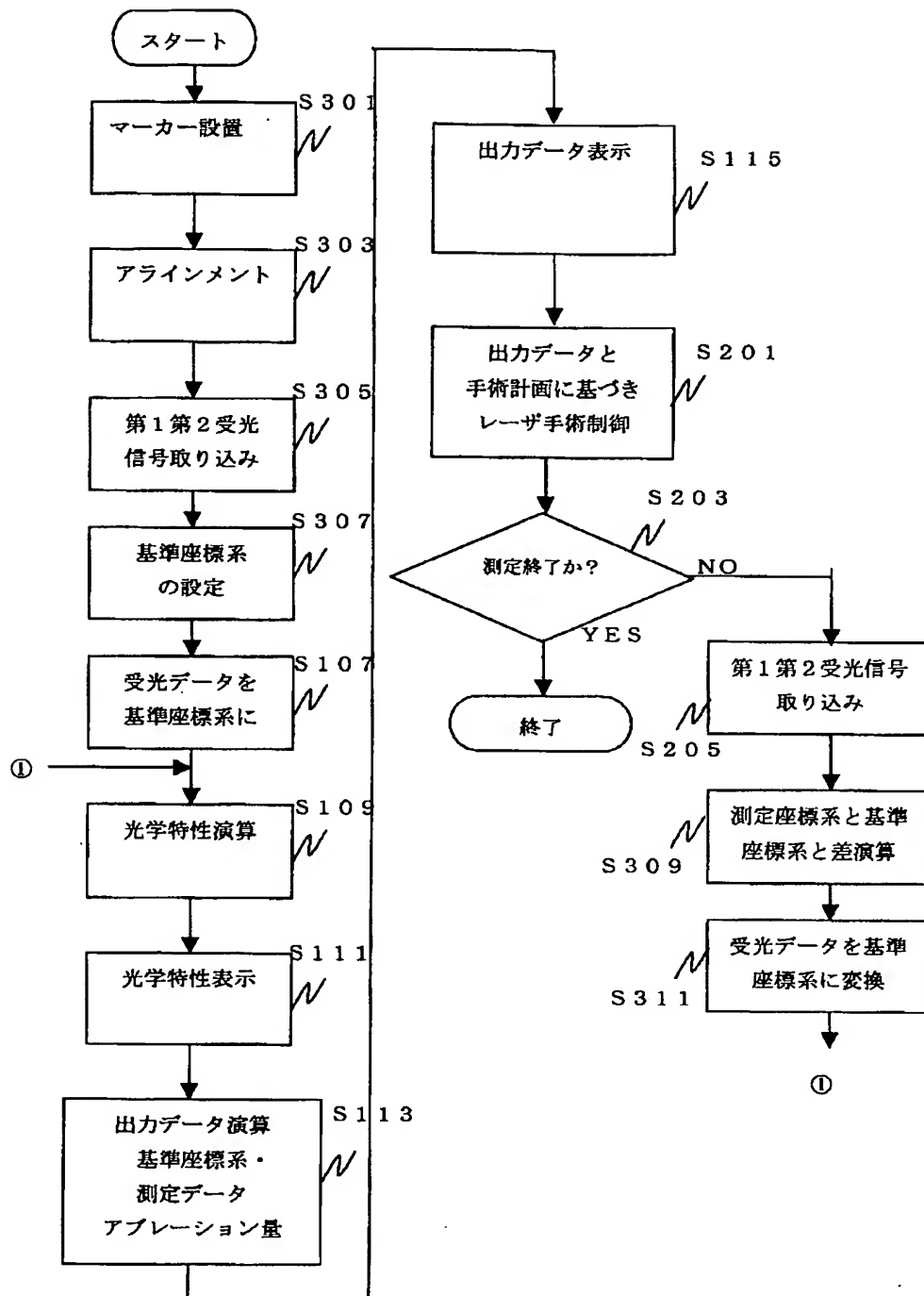
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I
A 6 1 F 9/00

キーワード (参考)

5 7 0